

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-23903

(P 2 0 0 0 - 2 3 9 0 3 A)

(43) 公開日 平成12年1月25日 (2000. 1. 25)

(51) Int. Cl.	識別記号	F I	マークコード	(参考)
A61B 1/00	300	A61B 1/00	300	D
1/04	372	1/04	372	
1/06		1/06		A
G02B 23/24		G02B 23/24		C

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平11-113396

(71) 出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(22) 出願日 平成11年4月21日 (1999. 4. 21)

(72) 発明者 古澤 宏一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光

学工業株式会社内

(31) 優先権主張番号 特願平10-122561

(72) 発明者 宇津井 哲也

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光

学工業株式会社内

(32) 優先日 平成10年5月1日 (1998. 5. 1)

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

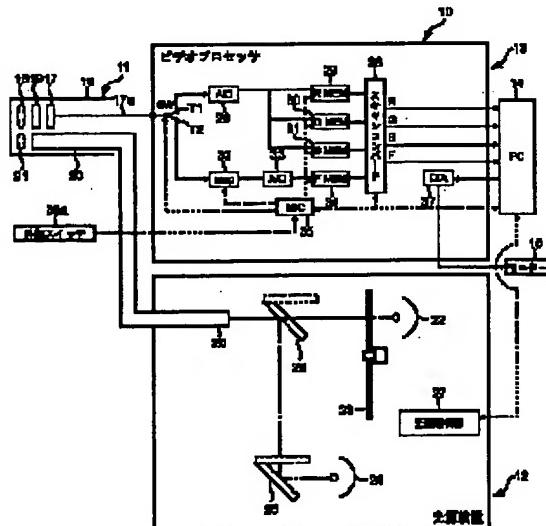
(33) 優先権主張国 日本 (JP)

(54) 【発明の名称】蛍光診断用電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】イメージインテンシファイアを用いなくても適正な蛍光診断用画像を得ることができる蛍光診断用電子内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】被写体に対して面順次方式にて撮像して得られた通常観察画像データ及び被写体に対して励起光が照射された時に得られた蛍光観察画像データは、夫々、PCへ送られる。PCは、通常観察画像データから輝度情報を抽出して第1の閾値よりも高い領域を抽出するとともに、蛍光観察画像データから第1の閾値よりも高い第2の閾値よりも低い領域を抽出する。PCは、これら抽出された両領域に含まれる領域を、異常領域を示す可能性が高い領域として特定する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】励起光を生体に照射することによって生じる自家蛍光の画像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置によって撮像された自家蛍光画像のうち、輝度値が所定範囲内である特定領域を検出する検出部と、前記特定領域を示す画像信号を 출력する表示制御装置とを備えたことを特徴とする蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項2】前記検出部は、自家蛍光画像のうち所定の第1の閾値よりも高い輝度を持つ領域を抽出する第1抽出部と、前記第1抽出部によって抽出された領域のうち所定の第2の閾値よりも低い輝度を持つ領域を前記特定領域として抽出する第2抽出部とからなることを特徴とする請求項1記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項3】前記撮像装置は、可視帯域の照明光及び紫外帯域の励起光とを切り替えて生体に照射する照明装置を有し、可視帯域の照明光を照射された前記生体の通常観察画像及び前記励起光が照射された前記生体の自家蛍光画像を夫々撮像し、

前記検出部は、前記通常観察画像から第1の閾値より高い輝度領域を抽出し、前記自家蛍光画像から第2の閾値より低い輝度領域を抽出し、前記通常観察画像から抽出された領域のうち、自家蛍光画像から抽出された領域にも含まれる領域を前記特定領域として検出することを特徴とする請求項1記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項4】前記表示制御装置は、前記特定領域のみが所定の色で示された蛍光観察画像を表示するための画像信号を出力することを特徴とする請求項1記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項5】前記表示制御装置は、前記通常観察画像のうち前記特定領域のみを所定色で示すとともに前記特定領域以外をカラーで示す蛍光観察画像を表示するための画像信号を出力することを特徴とする請求項3記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項6】前記撮像装置は、前記照明装置によって赤、緑、青の各照明光を順番に前記生体に照射しつつ、各照明光が照射された時の前記生体の通常観察画像を夫々撮像し、

前記表示制御装置は、前記各照明光が照射された時の前記生体の通常観察画像に基づいてカラー画像を合成するとともに、前記自家蛍光画像から前記特定領域のみを抽出した特定領域画像を生成し、前記カラー画像上に前記特定領域画像をスーパーインボーズしてなる蛍光観察画像を表示するための画像信号を出力することを特徴とする請求項5記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項7】前記表示制御装置は、前記カラー画像と前記蛍光観察画像とを同時に表示するための画像信号を出力することを特徴とする請求項6記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項8】前記表示制御装置は、前記通常観察画像を動画として表示するための画像信号を出力することを特徴とする請求項3記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項9】操作者によって操作され、前記通常観察画像のみを表示するための画像信号と前記通常観察画像及び前記蛍光診断用画像を同時に表示するための画像信号とを前記表示制御装置に対して切り替えさせるための切換信号を生じるスイッチをさらに備えたことを特徴とする請求項7記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

## 10 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて体腔内を撮像して、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される画像データを出力する蛍光診断用電子内視鏡装置に、関する。

## 【0002】

【従来の技術】生体に対して特定波長の励起光を照射すると、生体から蛍光が発せられることが知られている（この蛍光は「自家蛍光」と言われる）。さらに、自家蛍光の緑光領域の強度は生体の異常部位（腫瘍、癌）の方が正常部位よりも低いので、画像として表されると、異常部位が正常部位よりも暗く表示されることも、知られている。

【0003】このような知識をベースに、生体の自家蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される自家蛍光画像を表示する蛍光診断用電子内視鏡装置が、提案されている。その一例が、特開平9-70384号において開示されたものである。

【0004】この公報に開示された蛍光診断用電子内視鏡装置では、自家蛍光が非常に微弱な光であることが考慮され、電子内視鏡の先端部における対物光学系と撮像素子との間に、自家蛍光を增幅するイメージインテンシファイアが設けられている。従って、この蛍光診断用電子内視鏡装置によると、イメージインテンシファイアによって増幅された自家蛍光の像が撮像素子によって撮像されるので、明るい自家蛍光画像を得ることができる。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このように電子内視鏡の先端部にイメージインテンシファイアが組み込まれると、この先端部の外径が大きくなってしまう。この先端部は患者の体腔内に挿入される部位であるので、この先端部が太くなり過ぎると、患者に負担が掛かる問題がある。また、イメージインテンシファイアは比較的高価であるので、イメージインテンシファイアを電子内視鏡の先端部に組み込むと、蛍光診断用電子内視鏡装置全体のコストが上昇してしまう問題もある。

【0006】本発明の課題は、イメージインテンシファイアを用いなくても適正な蛍光診断用画像を得ることができ蛍光診断用電子内視鏡装置を、提供することである。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記課題を解決するために、以下の構成を採用した。

【0008】即ち、請求項1記載の発明は、励起光を生体に照射することによって生じる自家蛍光の画像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置によって撮像された自家蛍光画像のうち輝度値が所定範囲内である特定領域を検出する検出部と、前記特定領域を示す画像信号を出力する表示制御装置とを、備えた蛍光診断用電子内視鏡装置である。

【0009】このように構成されると、検出部が自家蛍光画像から特定領域を抽出し、表示制御装置がこの特定領域を示す画像信号を出力するので、CRTや液晶ディスプレイ等の表示装置上でこの特定領域の形状及び位置を示す画像が表示され得る。従って、検出部が抽出する特定領域の輝度範囲を生体の異常部位から発せられる自家蛍光の輝度が属する範囲に設定すれば、異常部位が特定領域として表示される。このため、イメージインテンシファイアを有していないくとも、適正な蛍光診断用の画像を蛍光観察用電子内視鏡装置の利用者(医師等)に提供でき、利用者が適正に自家蛍光に基づく診断を行うことができる。

【0010】ここに、検出部及び表示制御装置は、例えば、CPU(中央処理装置)のプログラム実行による機能として構成でき、また、LSIやASIC等でも構成できる。

【0011】また、請求項2記載の発明は、請求項1の検出部が、自家蛍光画像のうち所定の第1の閾値よりも高い輝度を持つ領域を抽出する第1抽出部と、前記第1抽出部によって抽出された領域のうち所定の第2の閾値よりも低い輝度を持つ領域を前記特定領域として抽出する第2抽出部とからなることを、特徴とする。

【0012】また、請求項3記載の発明は、請求項1の撮像装置が、可視帯域の照明光及び紫外帯域の励起光とを切り替えて生体に照射する照明装置を有し、可視帯域の照明光を照射された前記生体の通常観察画像及び前記励起光が照射された前記生体の自家蛍光画像を夫々撮像し、前記検出部が、前記通常観察画像から第1の閾値より高い輝度領域を抽出し、前記自家蛍光画像から第2の閾値より低い輝度領域を抽出し、前記通常観察画像から抽出された領域のうち、自家蛍光画像から抽出された領域にも含まれる領域を前記特定領域として検出することで、特定したものである。

【0013】また、請求項4記載の発明は、請求項1の表示制御装置が、前記特定領域のみが所定の色で示された蛍光観察画像を表示するための画像信号を出力することで、特定したものである。このように構成されると、被写体となる生体に異常部位があれば、蛍光診断用画像中において、その異常部位が特定領域として所定の色で表示される。このため、装置利用者が容易に異常部位か

否かの診断を行うことができる。

【0014】また、請求項5記載の発明は、請求項3の表示制御装置が、前記通常観察画像のうち前記特定領域のみを所定色で示すとともに前記特定領域以外をカラーで示す蛍光観察画像を表示するための画像信号を出力することで、特定したものである。蛍光観察画像は、その全体がモノクロで表示されても良いし、特定領域以外が疑似カラーで表示されても良い。但し、特定領域のみが所定色で表示されるとともに特定領域以外がカラー表示されるように構成すれば、診断がより容易になる。

【0015】また、請求項6記載の発明は、請求項5の撮像装置が、前記照明装置によって赤、緑、青の各照明光を順番に前記生体に照射しつつ、各照明光が照射された時の前記生体の通常観察画像を夫々撮像し、上記表示制御装置が、前記各照明光が照射された時の前記生体の通常観察画像に基づいてカラー画像を合成するとともに、前記自家蛍光画像から前記特定領域のみを抽出した特定領域画像を生成し、前記カラー画像上に前記特定領域画像をスーパーインポーズしてなる蛍光観察画像を表示するための画像信号を出力することで、特定したものである。

【0016】また、請求項7記載の発明は、請求項6の表示制御装置が、前記カラー画像と前記蛍光観察画像とを同時に表示するための画像信号を出力することで、特定したものである。このように構成されると、利用者が二つの画像を対比観察することができるので、生体の正常／異常の診断が容易に行われ得る。

【0017】また、請求項8記載の発明は、請求項3の表示制御装置が、前記通常観察画像を動画として表示するための画像信号を出力することで、特定したものである。

【0018】また、請求項9記載の発明は、請求項7において、操作者によって操作され、前記通常観察画像のみを表示するための画像信号と前記通常観察画像及び前記蛍光診断用画像を同時に表示するための画像信号とを前記表示制御装置に対して切り替えさせるための切換信号を生じるスイッチをさらに備えたことで、特定したものである。

【0019】  
40 【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【電子内視鏡装置の構成】図1は、本実施形態による蛍光観察用電子内視鏡装置(以下、単に「電子内視鏡装置」という)10の概略構成図である。図1において、電子内視鏡装置10は、電子内視鏡11と、電子内視鏡11に接続された光源装置12及びビデオプロセッサ13と、ビデオプロセッサ13に接続されたパソコンコンピュータ(PC)14及びモニタ15とから、構成されている。以下、これらの各装置の説明を、個別に行う。

50 【0020】電子内視鏡11は、図1では挿入部16の

み図示されているが、実際には、この挿入部の先端近傍に設けられた湾曲部を湾曲操作するためのダイアルや各種の操作スイッチが設けられた操作部、光源装置12に接続されるライトガイド可撓管等、各種の部品から構成されている。図1に図示された挿入部16は、被写体としての生体の体腔内に挿入されるパートであり、この挿入部16の先端には、軸方向に沿って少なくとも2本の貫通孔が開けられた硬質部材からなる先端部(図示略)が、固定されている。

【0021】これら二つの貫通孔の挿入部16先端側の開口には、夫々、対物光学系18及び配光レンズ21が填め込まれている。この対物光学系18は、被写体の像を形成する結像光学系であり、その後方(基端側)には、順番に、カットオフフィルタ19及び固体撮像素子(CCD)17が固定されている。このカットオフフィルタ19は、自家蛍光を励起するための励起光(紫外線)が被写体に照射された際に、この被写体表面で反射して対物光学系18を透過した励起光を遮光する。CCD17は、対物光学系18による被写体の結像位置に配置され、信号線17aを介してビデオプロセッサ13に接続されている。このCCD17が対物光学系18による被写体像を撮像して得た画像信号は、この信号線17aを介してビデオプロセッサ13に入力され、このビデオプロセッサ13によって処理される。

【0022】一方、配光レンズ21の基端側には、電子内視鏡11の図示せぬライトガイド可撓管及び操作部を通じて挿入部16に引き通されたライトガイドファイババンドル(以下、「ライトガイド」という)20の出射端面が配置されている。このライトガイド20の入射端面は、光源装置12の内部に配置されるので、ライトガイド20は、光源装置12から供給される照明光を挿入部16の先端まで伝達する。このライトガイド20の出射端面から出射された照明光は、配光レンズ21によって広げられ、対物光学系18及びCCD17による撮像範囲を照明する。

【0023】光源装置12は、ライトガイド20に照明光を供給する装置であり、その内部には、白色光源22が設けられている。白色光源22は、通常観察用の照明光としての白色光を出射するランプと、このランプから出射された白色光を収束するリフレクタとから、構成されている。上記したライトガイド20の入射端面は、白色光源22のリフレクタの光軸上において白色光が収束される位置に配置されているので、白色光源22から出射された照明光が効率よくこのライトガイド20に入射する。

【0024】ライトガイド20と白色光源22との間ににおける照明光の光路途中には、RGB回転フィルタ23が配置されている。RGB回転フィルタ23は、等角度の扇状の平面形状を有するとともに互いの間に遮光部を挟んで配置されたR(赤)、G(緑)及びB(青)の三色のカ

ーフィルタを有しており、図示せぬモータによって等速度で回転する。従って、RGB回転フィルタ23に組み込まれた各カラーフィルタは、R、G、Bの順で、白色光源22から発せられた照明光の光路に繰り返し挿入される。これによって、R光、G光及びB光の各照明光が、ライトガイド20の入射端面に繰り返し入射され、ライトガイド20を介して挿入部16の先端から出射され、配光レンズ21を介して被写体を照明する。そして、各照明光によって照明された被写体の対物光学系18による像(即ち、被写体像)をCCD17が撮像し、ビデオプロセッサ13がカラー画像として合成する。このようにして、いわゆるRGB面順次方式による撮像が行われる。

【0025】さらに、光源装置12の内部には、自家蛍光の励起光としての紫外線を出射するランプとこのランプから出射された励起光を収束するリフレクタとから構成される光源(UV光源)24、このUV光源24から発せられた励起光をライトガイド20の入射端面に導く第1ミラー25及び第2ミラー26が、設けられている。この第1ミラー25は、通常観察時には、UV光源24から発せられる励起光の光路外に配置され、蛍光診断時には、励起光の光路内に挿入され、励起光を第2ミラー26へ向けて反射する。第2ミラー26は、通常観察時には、白色光源22から出射される照明光の光路外に配置され、蛍光診断時には、RGB回転フィルタ23とライトガイド20との間における照明光の光路内に挿入されて、白色光源22からの照明光を遮光するとともに、第1ミラー25によって反射された励起光をライトガイド20の入射端面へ向けて反射する。以上の構成により、通常観察時にはRGB回転フィルタ23を経た照明光(R光、G光、B光)がライトガイド20の入射端面に入射し、蛍光診断時にはUV光源24から出射された励起光がライトガイド20の入射端面に入射する。

【0026】さらに、光源装置12は、光源制御部27を有している。この光源制御部27は、例えばPC14からの指示に従って、ライトガイド20に入射される照明光や励起光の光量を調整するとともに、白色光源22、RGB回転フィルタ23、第1ミラー25及び第2ミラー26の動作を制御する。また、光源制御部27は、RGBの各カラーフィルタが白色光源22から出射された照明光の光路を通過するタイミングを示す信号(同期信号)を、PC14に与える。

【0027】ビデオプロセッサ13は、信号線17aに接続されたスイッチSWを有している。スイッチSWは、二つの出力端子T1、T2とこれら各出力端子T1、T2に対して選択的に接触し得るスイッチ片に導通した入力端子とかなるスイッチであるが、実際にはこのような構成のスイッチと等価な電子回路として構成される。このスイッチSWのスイッチ片は、通常観察時には出力端子T1と接触し、蛍光診断時には出力端子T2

と接触する。スイッチSWの出力端子T1は、アナログ／デジタル変換器(A/Dコンバータ)28の入力端子に接続されている。

【0028】このA/Dコンバータ28は、通常観察時におけるCCD17の出力信号(画像信号)をアナログ・デジタル変換して、その出力端子に出力する。このA/Dコンバータ28の出力端子は、Rメモリ29,Gメモリ30及びBメモリ31の夫々の入力端子に接続されている。

【0029】Rメモリ29は、被写体にR光が照射された際にCCD17から出力された画像信号(「R画像信号」と称する)を格納する。また、Gメモリ30は、被写体にG光が照射された際にCCD17から出力された画像信号(「G画像信号」と称する)を格納する。また、Bメモリ31は、被写体にB光が照射された際にCCD17から出力された画像信号(「B画像信号」と称する)を格納する。

【0030】一方、スイッチSWの出力端子T2は、アンプ32の入力端子に接続されている。このアンプ32は、蛍光診断時にCCD17から出力された画像信号(「F画像信号」と称する)を増幅して、その出力端子に出力する。このアンプ32の出力端子は、A/Dコンバータ33の入力端子に接続されている。このA/Dコンバータ33は、アンプ32によって増幅されたF画像信号をアナログ・デジタル変換して、その出力端子に出力する。このA/Dコンバータ33の出力端子は、Fメモリ34の入力端子に接続されている。このFメモリ34は、A/Dコンバータ33から出力されるF画像信号を格納する。

【0031】これらRメモリ29,Gメモリ30,Bメモリ31及びFメモリ34の各出力端子は、スキャンコンバータ36に接続されている。このスキャンコンバータ36の各出力端子は、PC14に接続されている。このスキャンコンバータ36は、PC14から入力される同期信号に従って、Rメモリ29,Gメモリ30,及び、Bメモリ31に格納されたRGBの各画像信号を読み出し、同期をとってPC14へ向けて出力する。同様に、スキャンコンバータ36は、PC14から入力される同期信号に従って、Fメモリ34からF画像信号を読み出し、PC14へ向けて出力する。

【0032】なお、ビデオプロセッサ13は、マイクロコンピュータ(MIC)35を有している。このMIC35は、PC14に接続されるとともに、ビデオプロセッサ13の外部に設けられた外部スイッチ36aに接続されている。また、MIC35は、スイッチSW,アンプ32,Rメモリ29,Gメモリ30,Bメモリ31及びFメモリ34の各制御端子にも接続されている。このMIC35は、PC14からの制御命令に従って、スイッチSWのスイッチ片を出力端子T1及び出力端子T2の何れか一方に対して選択的に接続させる。また、MIC3

5は、PC14からの制御命令に従って、アンプ32の増幅率を調整する。また、MIC35は、PC14から入力される同期信号に従って、各A/Dコンバータ28,33からの出力信号を、Rメモリ,Gメモリ,Bメモリ,Fメモリのうち、該当するメモリに格納する。

【0033】さらに、ビデオプロセッサ13は、PC14に接続されたディジタル／アナログ変換器(D/Aコンバータ)37を有している。D/Aコンバータ37は、PC14から出力されるRGB画像信号をデジタル・アナログ変換し、モニタ15に入力する。これによって、モニタ15には、アナログRGB画像信号に基づく被写体の画像が表示される。

【0034】PC14は、ビデオプロセッサ13から出力された各画像信号に対して更に画像処理を施すコンピュータである。このPC14は、図2のブロックに詳細に図示されているように、光源装置12の光源制御部27及びビデオプロセッサ13のMIC35に接続されたCPU(中央処理装置)38と、CPU38に接続されたビデオキャプチャー39,メモリ部40及びVRAM20(ビデオRAM)41とから、構成されている。

【0035】このビデオキャプチャー39は、ビデオプロセッサ13のスキャンコンバータ36から出力されるRGBの各画像信号、或いはF画像信号を一旦蓄積し、CPU38からの指示に従ってメモリ部40に入力する。

【0036】このメモリ部40は、ビデオキャプチャー39から出力されたRGBの各画像信号を格納するメモリM1(mem\_RGB)の領域と、ビデオキャプチャー39から出力されたF画像信号を格納するメモリMF30(mem\_FL)の領域と、蛍光診断用画像の作成処理に使用されるメモリM2(mem\_RGB2)の領域とに区別されたRAM(Random Access Memory)であり、CPU38による処理に際して使用される。

【0037】VRAM41は、CPU38から出力されたモニタ15に表示されるべき内容を示すデータ(RGB画像信号)を保持し、CPU38からの指示に従って、保持しているRGB画像信号をD/Aコンバータ37へ出力する。

【0038】CPU38は、図示せぬROM(Read Only Memory)に格納された制御プログラムを実行することによって、光源制御部27,MIC35,ビデオキャプチャー39,メモリ部40及びVRAM41の動作を制御する。

【0039】以下、上記した構成を有する各装置からなる電子内視鏡装置の動作例を、PC14のCPU38による処理に沿って説明する。

【0040】図3は、CPU38による処理(メインルーチン)を示すフローチャートであり、図4は、図3のS8にて実行される蛍光診断用画像生成処理のサブルーチンを示すフローチャートである。図3に示された処理

は、光源装置 12, ビデオプロセッサ 13, 及び PC 14 の主電源が夫々投入されることをトリガに、スタートする。

【0041】スタート後、最初に、CPU 38 は、光源装置 12 を通常観察状態にて動作させる旨の制御命令を、光源制御部 27 に対して与える (S 1)。すると、光源装置 12 の光源制御部 27 は、UV 光源 24 から出射された励起光の光路外に第 1 ミラー 25 を待避させるとともに、白色光源 22 から出射された照明光の光路外に第 2 ミラー 26 を待避させる (図 1 の破線参照)。続いて、光源制御部 27 は、白色光源 22 及び UV 光源 24 を点灯させるとともに、RGB 回転フィルタ 23 を回転させる。そして、光源制御部 27 は、RGB 回転フィルタ 23 の同期信号を CPU 38 に与える。CPU 38 は、この同期信号を MIC 35 及びスキャンコンバータ 36 に与える (S 2)。また、CPU 38 が、スイッチ SW のスイッチ片を出力端子 T1 に接触させる旨の制御命令を、MIC 35 に与える (S 3)。これによって、MIC 35 が、スイッチ SW のスイッチ片と出力端子 T1 とを接触させる。

【0042】これまでの S 1 から S 3 までの制御が実行されることにより、白色光源 22 から白色照明光が出射され、この白色照明光は、RGB 回転フィルタ 23 を通過することによって R 光、G 光、B 光の各照明光となり、順番に、ライトガイド 20 に入射される。そして、各色の照明光は、ライトガイド 20 を通じて電子内視鏡 11 の先端部まで伝達され、ライトガイド 20 の出射端面から出射され、配光レンズ 21 によって拡散されつつ、被写体 (即ち、体腔内壁) を順番に照明する。

【0043】被写体が各照明光によって順番に照射されると、被写体からの反射光が対物光学系 18 によって CCD 17 の撮像面に被写体の像を結び、この被写体像が CCD 17 によって撮像される。すると、CCD 17 から、各照明光に基づく画像信号 (R 画像信号, G 画像信号, B 画像信号) が、順次出力される。各画像信号は、信号線 17a, スイッチ SW を経て A/D コンバータ 28 に入力され、A/D コンバータ 28 によってアナログ・ディジタル変換され、各メモリ 29, 30, 31 の入力端子に入力される。この時、CPU 38 からの同期信号に基づいて MIC 35 が各メモリ 29, 30, 31 の制御端子に対して順番に制御信号を入力する。

【0044】この制御信号が入力されると、各メモリ 29, 30, 31 は、その時点で A/D コンバータ 28 から出力されている画像信号を取り込み、次の制御信号が入力されるまでその画像信号を保持し続ける。従って、R 画像信号は R メモリ 29 に格納され、G 画像信号は G メモリ 30 に格納され、B 画像信号は B メモリ 31 に格納される。このようにして、R メモリ 29, G メモリ 30 及び B メモリ 31 には、夫々、RGB の各画像信号が 1 画面分記憶される。すると、スキャンコンバータ 36

が、各メモリ 29 ~ 31 から RGB の各画像信号を読み出し、同期をとつて PC 14 へ向けて出力する。このようにして PC 14 に送信された RGB の各画像信号は、PC 14 のビデオキャプチャ 39 に蓄積される。

【0045】すると、CPU 38 は、ビデオキャプチャ 39 に蓄積された RGB の画像信号を、順次、メモリ部 40 のメモリ M1 に書き込む (S 4)。その結果、メモリ M1 上では、夫々 8 ビットの輝度値である R 画像信号、G 画像信号及び B 画像信号から各画素が構成される 10 24 ビット RGB 画像信号 (通常観察画像のデータ) が、合成される。

【0046】続いて、CPU 38 は、メモリ M1 に格納された通常観察画像のデータ (RGB 画像信号) を読み出して VRAM 41 に書き込む (S 5)。続いて、CPU 38 は、VRAM 41 に格納された RGB 画像信号を D/A コンバータ 37 へ向けて出力させる (S 6)。すると、D/A コンバータ 37 は、VRAM 41 から出力された RGB 画像信号をデジタル・アナログ変換し、モニタ 15 に供給する。これによって、図 5 に示すように、モニタ 15 の左側の表示領域には、照明光によって照明された際における被写体 (生体) の画像、即ち、通常観察画像が、カラー表示される。本実施形態では、VRAM 41 からは、例えば 1/30 秒毎に 1 画面分の RGB 画像信号が出力され、この画像信号に基づく画像がモニタ 15 に表示されるようになっている。このため、モニタ 15 の左側の表示領域には、通常観察画像が動画で表示される。

【0047】以上の動作が通常観察時における動作である。図 5 には、被写体の通常観察画像として、気管の管空部 A と、気管の管壁部 B とからなる通常観察画像が示されている。但し、実際には管壁部 B には腫瘍部位 C が含まれているが、通常観察画像の輝度分布は図 6 に示す通りであるので、この腫瘍部位 C は、通常観察画像では正常部分と殆ど見分けがつかない。

【0048】次に、蛍光診断時における電子内視鏡装置 10 の動作を説明する。

【0049】外部スイッチ 36a が投入されると、ビデオプロセッサ 13 の MIC 35 は、この投入によって生じる信号 (ON 信号) を検出し、その旨を PC 14 (CPU 38) に通知する。一方、CPU 38 は、上記 S 1 ~ S 6 の処理が終了する毎に、MIC 35 から ON 信号を検出した旨の通知があったかを判定し (S 7)、なかった場合には処理を S 1 に戻し、あった場合には S 8 において、蛍光診断用画像作成処理を実行する。

【0050】図 4 は、この S 8 において実行される蛍光診断用画像作成処理サブルーチンを示すフローチャートである。このサブルーチンに入ると、CPU 38 は、最初に、最新に得られた通常観察画像のデータ (RGB 画像信号) を、メモリ M1 に格納させる (S 101)。ここ 50 では、メモリ M1 には、図 5 に示したのとほぼ同じ通常

11

観察画像のデータが、格納されたものとする。

【0051】 続いて、CPU38は、光源装置12を蛍光観察状態にて動作させる旨の制御命令を、光源制御部27に与える(S102)。すると、光源装置12の光源制御部27が、UV光源24からの励起光の光路内に第1ミラー25を挿入するとともに、この第1ミラー25によって反射された励起光をライトガイド20の入射端面に向けて反射させる位置に第2ミラー26を移動させる。続いて、CPU38は、スイッチSWのスイッチ片を出力端子T2に接触させるとともにアンプ32を起動させる旨の制御命令を、MIC35に与える(S103)。これによって、MIC35は、スイッチSWのスイッチ片を出力端子T2と接触させるとともに、アンプ32の制御端子に制御信号を与える。

【0052】 S102及びS103の制御が実行されることにより、UV光源24から出射された励起光が、第1ミラー25及び第2ミラー26によって反射され、ライトガイド20に入射される。そして、この励起光は、ライトガイド20を通じて電子内視鏡11の先端部まで伝達されて、ライトガイド20の出射端面から出射され、配光レンズ21によって拡散されつつ、被写体に照射される。すると、被写体たる気管の生体組織から自家蛍光が発せられる。このとき、生体組織の正常部位から発する自家蛍光中の緑光帯域成分の強度は腫瘍部位Cから発する自家蛍光中の緑光帯域成分の強度よりも高い。

【0053】 この自家蛍光及び励起光の反射光を含む被写体からの光は、対物光学系18に入射し、カットオフフィルタ19を透過する。このカットオフフィルタ19は紫外帯域の光をカットするので、自家蛍光成分のみがカットオフフィルタ19を透過し、CCD17の撮像面に被写体の像を結ぶ。これによって、CCD17は、励起光が照射された際における被写体(生体)の画像、即ち、自家蛍光画像を、撮像する。このとき、生体の正常部位からの自家蛍光の強度は異常部位からの自家蛍光の強度よりも高いので、図9に示されるように、CCD17の各画素のうち正常部位の像を撮像した画素の受光量は、腫瘍部位Cの像を撮像した画素の受光量よりも大きくなる。そして、CCD17は、これら各画素の受光量に対応する画像信号(F画像信号)を出力する。

【0054】 その後、F画像信号は、信号線17a及びスイッチSWを通ってアンプ32に伝達され、このアンプ32によって増幅され、A/Dコンバータ33にてアナログ・デジタル変換され、Fメモリ34に格納される。このようにして1画面分のF画像信号がFメモリ34に記憶されると、スキャンコンバータ36が、Fメモリ34内部のF画像信号をPC14へ向けて出力する。これによって、F画像信号がビデオキャプチャー39に蓄積される。

【0055】 すると、CPU38は、ビデオキャプチャー39に蓄積されたF画像信号(自家蛍光画像のデータ)

12

を、メモリMFに格納する(S104)。このようにして、ほぼ同一の撮像範囲について、メモリM1には通常観察画像のデータ(RGB画像信号)が格納され、メモリMFには自家蛍光画像のデータ(F画像信号)が格納される。

【0056】 続いて、CPU38は、この時点でメモリM1に格納されているRGB画像信号(通常観察画像のデータ)における同じ画素についてのR画像信号の輝度値、G画像信号の輝度値及びB画像信号の輝度値に対しても所定のマトリックス演算を施すことによって、その画素全体の輝度値(8ビットで表される二進値)を算出する(RGB-YCC変換)。CPU38は、このようにして全画素について夫々算出された輝度値(Y信号)をメモリM2に書き込む(S105)。その結果メモリM2に格納された画像信号は、図5及び図6に示されるように、管空部Aの輝度が低く、腫瘍部位Cを含む管壁部Bの輝度が高いものとなる。

【0057】 次に、CPU38は、メモリM2に格納されている画像信号の各画素の輝度値を所定の第1閾値(図6において破線で示される)と比較して、2値化する(S106)。即ち、CPU38は、第1閾値より輝度値が低い画素の、当該輝度値を表す8個のビットを全て“0”に書き換える。他方、第1閾値より輝度値が高い画素の、当該輝度値を表す8個のビットを全て“1”に書き換える。これによって、図7及び図8に示されるように、管空部Aと管壁部Bとが区分され、管壁部Bに対応する画素のみが輝度値“11111111”を有するようになる。

【0058】 ところで、メモリMFには、図9に示すような輝度値(8ビットで表される二進値)の分布を有するF画像信号が、格納されている。そこで、CPU38は、メモリM2に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とメモリMFに格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とについて論理積(AND)演算を行い、その演算結果をメモリMFに上書きする(S107)。これによって、図10及び図11に示すように、F画像信号のうち管空部Aに対応する部分がマスクされ、残りの管壁部B(腫瘍部位Cを含む)に対応する部分のみが元の状態のままとなっている画像信号が、メモリMFに保持されるようになる。なお、このメモリMFに格納された画像信号のうち管壁部Bを示す部分の輝度値は、図11に示すように、正常部位の方が腫瘍部位Cよりも高くなっている。

【0059】 次に、CPU38は、メモリMFに格納された画像信号の各画素の輝度値を所定の第2閾値(図11において破線で示されるように第1閾値よりも大きい値)と比較して、2値化する(S108)。即ち、CPU38は、第2閾値よりも低いβ領域及びγ領域に輝度値が存する画素の、当該輝度値を表す8個のビットを全て“0”に書き換える。他方、第2閾値より高いα領域に

輝度値が存する画素の、当該輝度値を表す8個のビットを全て“1”に書き換える。これによって、管壁部Bから正常部位のみが抽出され、この正常部位のみが輝度値“11111111”を有するようになる。

【0060】次に、CPU38は、メモリM2に格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とメモリMFに格納された各画素の輝度値を構成する各ビットの値とについて排他OR演算を行い、その演算結果をメモリM2に上書きする(S109)。これによって、図12及び図13に示されるように、腫瘍部位Cの形状及び位置を示す画像信号が、メモリM2に保持されるようになる。

【0061】続いて、CPU38は、メモリM1に格納されている画像信号(通常観察画像のデータ)をVRAM41の左側の領域に書き込む(S110)。次に、CPU38は、通常観察画像の静止画像と自家蛍光の強度に基づいて判定された腫瘍部位Cの画像(輝度値が $\beta$ 領域に属する画素からなる特定領域を示す画像)とを合成した画像(通常観察画像中に特定領域を青色でスーパーインポーズした画像)を、生成する。即ち、CPU38は、メモリM2に格納されている画像信号中の輝度値が“11111111”である画素(腫瘍部位Cに属する画素)をメモリM1にマッピングし、メモリM1上において、マッピングされた画素のカラーを例えばB(青)に設定する(S111)。これにより、メモリM1上では、通常観察画像のうちの腫瘍部位C(異常部位)に対応する領域が青で示された蛍光診断用画像の静止画データが、生成される。そして、CPU38は、メモリM1に格納された蛍光診断用画像のデータをVRAM41の右側の領域に書き込む(S112)。以上のようにしてVRAM41全体が画像データで満たされると、CPU38は、VRAM41の格納内容(モニタ15に表示すべき画像を示す画像データ)を、D/Aコンバータ37へ向けて出力する(S113)。

【0062】VRAM41の格納内容は、D/Aコンバータ37を経てモニタ15に供給される。これによって、モニタ15の右側の表示領域に、腫瘍部位Cを青で示した蛍光診断用画像の静止画が表示される。

【0063】その後、CPU38は、光源装置12及びビデオプロセッサ13を通常観察状態にて動作させる旨の制御命令を、光源制御部27及びMIC35に与え(S114)、このサブルーチンを終了させる。S114の制御命令を受けたMIC35は、スイッチSWのスイッチ片を出力端子T1と接触させる。また、光源制御部27は、第1ミラー25及び第2ミラー26を照明光及び励起光の光路から退避させる。これによって、電子内視鏡装置10が再び通常観察時の状態となり、図14に示すように、モニタ15の左側の表示領域に表示される通常観察画像が動画となる。

【電子内視鏡装置の使用例】次に、上述した電子内視鏡装置10の使用例を説明する。最初に、電子内視鏡装置

10の操作者は、光源装置12、ビデオプロセッサ13、PC14及びモニタ15の電源を投入する。これによって、PC14のCPU38が図3に示したメインルーチンを実行し、モニタ15の左側の表示領域には、被写体の通常観察画像が表示される。

【0064】続いて、操作者は、電子内視鏡11の挿入部16を体内に挿入し、モニタ15に表示される通常観察画像を観察しながら腫瘍部位Cと予想される部位を探査する。

【0065】その後、腫瘍部位Cと予想される部位がモニタ15に表示されると(図5参照)、操作者は、外部スイッチ36aを投入する。すると、PC14のCPU38は、図4に示した蛍光診断用画像生成処理を実行する。これによって、モニタ15の右側の表示領域に蛍光診断用画像が表示される。

【0066】このとき、蛍光診断用画像に青で表示された領域がある場合には、腫瘍部位Cと予想される部位が実際に腫瘍部位である可能性が高く、青で表示された領域がない場合には、腫瘍部位Cと予想される部位が正常部位である可能性が高い。そして、操作者は、通常観察画像と蛍光診断用画像とにに基づいて、腫瘍部位Cと予想される部位が実際に腫瘍部位か否かの診断を行う。

【実施形態の効果】本実施形態の電子内視鏡装置10によると、操作者が腫瘍部位Cと予想される部位にて外部スイッチ36aを投入すれば、PC14のCPU38が、自家蛍光の強度の相違に基づいて、自家蛍光画像から腫瘍部位C(輝度値が $\beta$ 領域に属する画素からなる部位)を抽出し、腫瘍部位Cが青で表示された蛍光診断用画像をモニタ15に表示させる。このため、操作者は、腫瘍部位Cと予想される部位が実際に主要部であるか否かを適正に診断することができる。

【0067】また、本実施形態の電子内視鏡装置10によると、イメージインテンシファイアを有していないなくても腫瘍部位Cを適正に示す蛍光診断画像をモニタ15に表示させることができる。このため、電子内視鏡装置10の構成を簡易にでき、コストの低減を図ることができる。特に、イメージインテンシファイアを電子内視鏡の先端部に配置する必要がないので、電子内視鏡の先端部が太くなってしまうのを防止することができ、患者の負担を軽減することができる。

【0068】なお、本実施形態では、メモリM1に格納された通常観察画像のうち腫瘍部位(自家蛍光画像において輝度値が $\beta$ 領域に属している部位)に対応する領域を青で示した蛍光診断用画像をモニタ15に表示させる構成としたが、メモリMFに格納された自家蛍光画像のうちの腫瘍部位(自家蛍光画像において輝度値が $\beta$ 領域に属している部位)を青で示した蛍光診断画像をモニタ15に表示せるようにしても良い。

【0069】また、本実施形態では、蛍光診断時におけるCCD17の出力信号をアンプ32で増幅する構成と

したが、アンプ32の他にフレーム加算を用いてCCD17の出力信号を増幅しても良い。

#### 【0070】

【発明の効果】本発明による蛍光診断用電子内視鏡装置によれば、イメージインテンシファイアを有していないなくても、適正な蛍光診断用の画像を得ることができ、蛍光診断用電子内視鏡装置の構成を簡易にすることができるとともに、コストの低減を図ることができる。

#### 【0071】

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態である蛍光診断用電子内視鏡装置の構成図

【図2】図1に示したPCの構成図

【図3】図2に示したCPUによる処理のメインルーチンを示すフローチャート

【図4】図3に示した蛍光診断用画像生成処理サブルーチンを示すフローチャート

【図5】通常観察画像の表示例を示す図

【図6】通常観察画像における輝度分布を示すグラフ

【図7】第1閾値に基づく二値化後の通常観察画像の表示例を示す図

【図8】第1閾値に基づく二値化後の通常観察画像における輝度分布を示すグラフ

【図9】自家蛍光画像における輝度分布を示すグラフ

【図10】論理積処理後の自家蛍光画像の表示例を示す図

【図11】論理積処理後の自家蛍光画像における輝度分布を示すグラフ

【図12】第2閾値に基づく二値化後の自家蛍光画像の表示例を示す図

【図13】第2閾値に基づく二値化後の自家蛍光画像における輝度分布を示すグラフ

【図14】モニタ上に表示される画面例を示す図

##### 【符号の説明】

10 蛍光診断用電子内視鏡装置

11 電子内視鏡

12 光源装置

13 ビデオプロセッサ

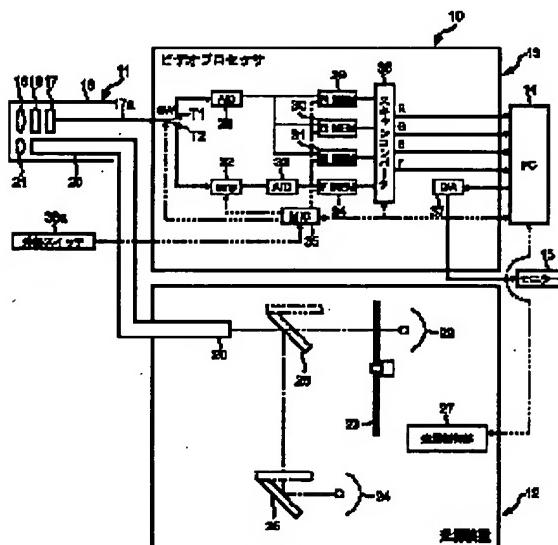
14 パーソナルコンピュータ

17 CCD

20 外部スイッチ

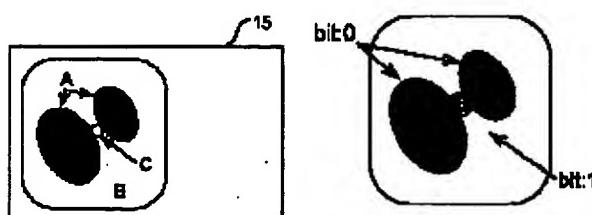
38 CPU

【図1】

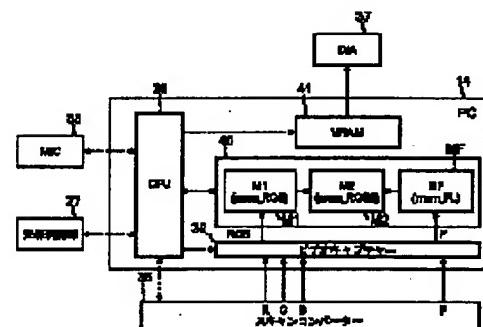


【図5】

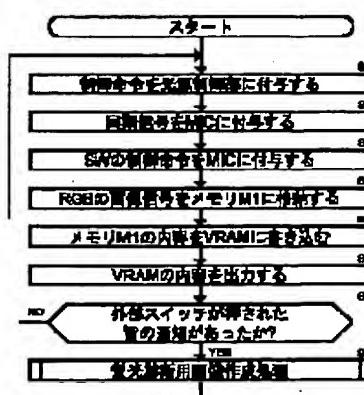
【図7】



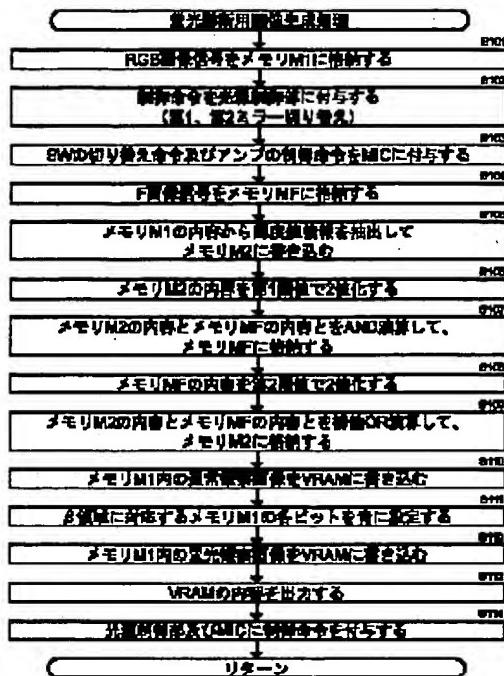
【図2】



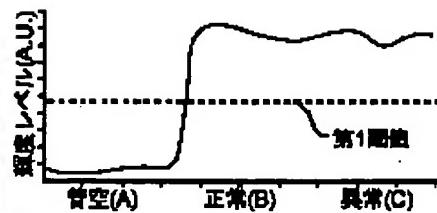
【図3】



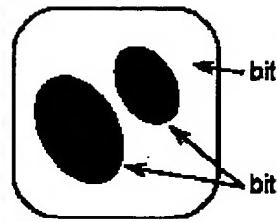
【図 4】



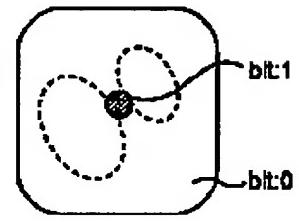
【図 6】



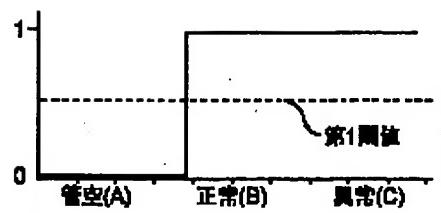
【図 10】



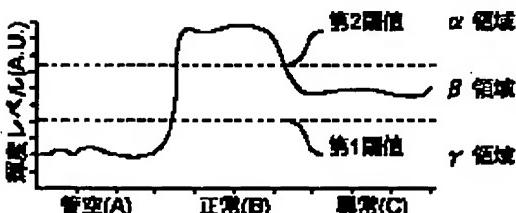
【図 12】



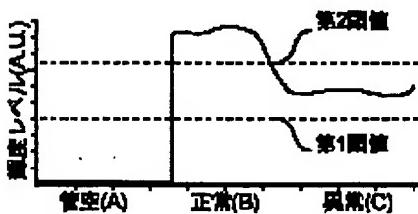
【図 8】



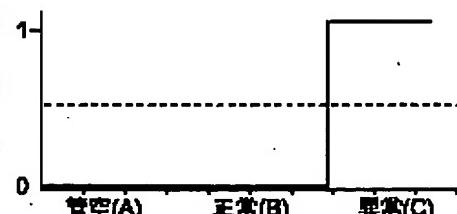
【図 9】



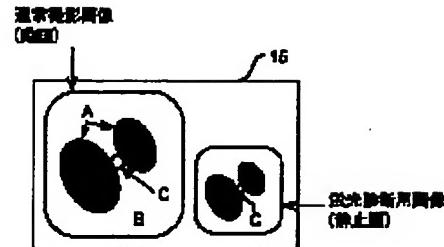
【図 11】



【図 13】



【図 14】



## 【手続補正書】

【提出日】平成11年9月29日(1999.9.2  
9)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】003

【補正方法】変更

【補正内容】

【003】このような知識をベースに、世界に先駆けて、東京医科大学の加藤治文教授より、生体の自家蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される自家蛍光画像を表示する蛍光診断用の電子内視鏡装置が発案され、この発案に基づいて、本件出願人が開発を推し進め、その結果として、生まれた一例が、特開平9-70384号において開示されたものである。